

[Excerpt translation]

Japanese Unexamined Patent Publication No. 2002-109510

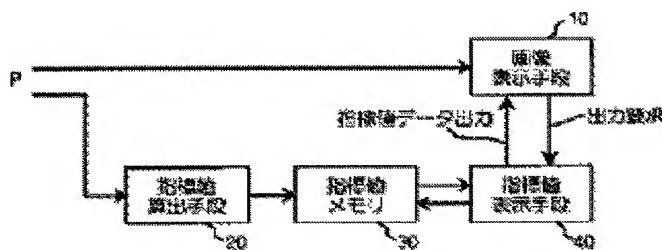
[0151]The form of the display is not limited to one that displays each index value as a numerical value without any conversion. The index value may be indicated in various manners, such as by an arrow pointing a corresponding value along a scale, for example, or by converting the value into an image having an image signal value proportional to malignancy or benignancy. Further, the display position on the screen, and the like, are not limited to those in the above-described embodiment. Furthermore, the number of the type of the displayed indication value is not limited to one, and two or more types of indication values may be displayed at the same time or in turn.

POSSIBLE ABNORMAL SHADOW DETECTING AND PROCESSING SYSTEM**Publication number:** JP2002109510**Publication date:** 2002-04-12**Inventor:** TAKEO HIDEYA**Applicant:** FUJI PHOTO FILM CO LTD**Classification:****- international:** **A61B6/00; G06T1/00; G06T7/00; A61B6/00; G06T1/00; G06T7/00; (IPC1-7): G06T1/00; A61B6/00; G06T7/00****- European:****Application number:** JP20000293354 20000927**Priority number(s):** JP20000293354 20000927

Report a data error here

Abstract of JP2002109510

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a support information capable of improving diagnostic performance when a doctor or the like diagnoses a radiographic image etc., of an object. **SOLUTION:** An image display means 10 displays an original image based on the original image data P input from an image reader etc. An index calculating means 20 calculates the index of every pixel in the original image based on the original image data P, and an index memory 30 stores the index data of the index calculated by the index calculating means 20. An index display means 40 calls the index data in the pixel at the position receiving the output request from the index memory 30 according to the output request by a position indicating means such as a mouse provided on the image display means 10, and output and displayed on the image display means 10.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2002-109510
(P2002-109510A)

(43) 公開日 平成14年4月12日 (2002. 4. 12)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード* (参考)
G 0 6 T 1/00	2 9 0	G 0 6 T 1/00	2 9 0 A 4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/00		7/00	2 0 0 C 5 B 0 5 7
G 0 6 T 7/00	2 0 0	A 6 1 B 6/00	3 5 0 D 5 L 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2000-293354(P2000-293354)
(22) 出願日 平成12年9月27日 (2000. 9. 27)

(71) 出願人 000005201
富士写真フイルム株式会社
神奈川県南足柄市中沼210番地
(72) 発明者 武尾 英哉
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士写真フイルム株式会社内
(74) 代理人 100073184
弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

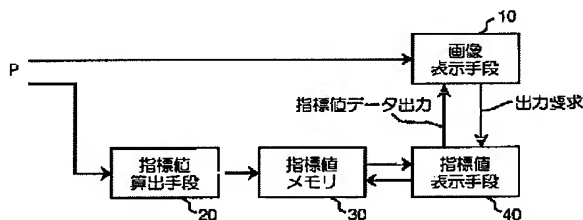
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 異常陰影候補検出処理システム

(57) 【要約】

【課題】 医師等が被写体の放射線画像等を診断する際に、診断性能を向上させ得る支援情報を提供する。

【解決手段】 画像表示手段10が、画像読取装置等から入力した原画像データPに基づいて原画像を表示する。指標値算出手段20が、原画像データPに基づいて原画像中の全画素の指標値を算出し、指標値メモリ30が指標値算出手段20により算出された指標値の指標値データを記憶する。指標値表示手段40が、画像表示手段10に備えられたマウス等の位置指示手段による出力要求に応じて、出力要求を受けた位置の画素における指標値データを指標値メモリ30から呼び出し、画像表示手段10に出力して表示させる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体の放射線画像を表す放射線画像データに基づいて、該放射線画像中の各画素における悪性度および／または良性度を表す指標値を、前記放射線画像中の全ての画素について算出する指標値算出手段と、該指標値算出手段により算出された前記指標値を記憶する記憶手段と、前記放射線画像データを可視画像として出力する画像表示手段と、該画像表示手段により表示された前記放射線画像の所望の位置において、該位置の画素における前記指標値の出力を要求する位置指示手段と、該位置指示手段による出力要求に応じて、前記記憶手段に記憶された前記指標値の中から該出力要求を受けた位置の画素における前記指標値を出力して表示する指標値表示手段とを備えたことを特徴とする異常陰影候補検出処理システム。

【請求項2】 前記放射線画像データに基づいて、前記放射線画像中の異常陰影の候補領域を検出する候補領域検出手段をさらに備え、前記画像表示手段が、該候補領域検出手段により検出された前記候補領域の位置を示す位置情報をさらに出力することを特徴とする請求項1記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項3】 前記位置情報が、前記候補領域の位置を指す矢印であることを特徴とする請求項2記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項4】 前記位置情報が、前記候補領域を含む矩形領域を示す枠であることを特徴とする請求項2記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項5】 前記候補領域を含む局所領域の局所画像データを抽出する局所領域抽出手段と、該局所領域抽出手段により抽出された前記局所画像データ中の少なくとも前記候補領域を示す候補領域画像データに対して所定の画像強調処理を行う局所画像強調手段と、該局所画像強調手段により強調処理を施された前記局所画像データを可視画像として出力する局所画像表示手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項2から4いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項6】 前記強調処理を施された局所画像データを記憶する局所画像記憶手段と、該局所画像記憶手段に記憶された前記局所画像データの出力を要求する局所画像出力要求手段とをさらに備え、前記局所画像表示手段が、該局所画像出力要求手段による出力要求に応じて、前記局所画像データを出力することを特徴とする請求項5記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項7】 前記候補領域の特徴量を算出する特徴量算出手段と、

該特徴量算出手段により算出された前記特徴量に基づいて前記候補領域が所望の異常陰影であるかを判定する判定手段を有し、

前記画像表示手段が、該判定手段による判定結果をさらに出力することを特徴とする請求項2から4いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項8】 前記放射線画像が乳房の放射線画像であることを特徴とする請求項1から7いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項9】 前記指標値が、悪性陰影および／または良性陰影からのマハラノビス距離に基づくものであることを特徴とする請求項1から8いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項10】 前記指標値のうち悪性度を表す指標値が、アイリスフィルタ出力値であることを特徴とする請求項1から8いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【請求項11】 前記指標値のうち悪性度を表す指標値が、モフォロジーフィルタ出力値であることを特徴とする請求項1から8いずれか記載の異常陰影候補検出処理システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は異常陰影候補検出処理システムに関し、特に詳しくは、被写体の放射線画像を読影して異常陰影の存在を診断する際の診断支援情報を表示する異常陰影候補検出処理システムに関するものである。

【0002】

【従来の技術】 従来より、医療分野においては、被写体の放射線画像を読影して病変部を発見し、またその病変部の状態を観察して、疾病の有無や進行状況の診断を行うことが一般的に行なわれている。しかしながら、放射線画像の読影は読影者の経験や画像読影能力の高低によって左右され、必ずしも客観的なものとはいえなかった。

【0003】 例えば、乳癌の検査を目的として撮影されたマンモグラフィ（乳房を被写体とした診断用放射線画像）においては、その画像から癌化部分の特徴の一つである腫瘤陰影や微小石灰化陰影等の異常陰影を検出することが必要であるが、読影者によっては必ずしも的確にその異常陰影の範囲を指定することができるとは限らない。このため、読影者の技量に依存することなく、腫瘤陰影や微小石灰化陰影を始めとする異常陰影を的確に検出することが求められていた。

【0004】 この要望に応えるものとして、診断用画像として取得された被写体の画像データに基づき、その画像データが表す画像中の異常陰影の候補を計算機を用いて自動的に検出する異常陰影候補検出処理システム（計算機支援画像診断装置）が提案されている（特開平8-29

4479号、特開平8-287230号等)。

【0005】この異常陰影候補検出処理システムは、異常陰影の濃度分布の特徴や形態的な特徴に基づいて、異常陰影候補を計算機を用いて自動的に検出するものであり、主として腫瘍陰影を検出するのに適したアイリスフィルタ処理や、主として微小石灰化陰影を検出するのに適したモフォロジーフィルタ処理等を利用して異常陰影の候補領域を検出する。

【0006】アイリスフィルタ処理は、画像信号の濃度勾配の集中度の最大値を表すアイリスフィルタ出力値と所定の閾値とを比較することにより、画像中における乳癌の特徴的形態の一つである腫瘍陰影の候補領域を検出するのに有効な手法であり、一方、モフォロジーフィルタ処理は、画像信号に対して、検出しようとする微小石灰化陰影よりも大きいサイズの構造要素を用いたモフォロジー演算処理の出力値と所定の閾値とを比較することにより、画像中における乳癌の特徴的形態の一つである微小石灰化陰影の候補領域を検出するのに有効な手法である。

【0007】また、この異常陰影候補検出処理システムは、アイリスフィルタ処理やモフォロジーフィルタ処理により検出された異常陰影の候補領域およびその近傍領域を含む局所領域を関心領域(以下、ROIという)として設定し、このROI画像に含まれる異常陰影の候補領域の属性(腫瘍陰影または微小石灰化陰影の別)に応じて強調処理等の特化された画像処理をROI画像に対して施し、一方、原画像の全体画像に対しても読影性能向上のために所定の画像処理を施している。さらに、この異常陰影候補検出処理システムは、画像処理が施された全体画像と上記特化された画像処理が施されたROI画像とを1つの画像として、CRT等の画像表示手段やレーザプリンタ等のプリント手段等に出力している。具体的には、被写体としてマンモグラフィを適用したときに、例えば図19に示すように、CRTの表示面の向かって右側に、右側乳房の全体画像と検出された異常陰影候補 P_{30} およびその近傍領域 P_{31} を含むROI画像 W とを重ねて表示し、向かって左側に異常陰影が検出されなかった左側乳房の全体画像を表示するようにレイアウトされた1つのレイアウト画像情報をCRTに出力している。

【0008】一方、アイリスフィルタ処理やモフォロジーフィルタ処理により得られた異常陰影の候補領域のうち、悪性の異常陰影である蓋然性が高い異常陰影をさらに検出するために、検出された候補領域の形状、内部、辺縁の特徴を表す特徴量を用いてその候補領域の悪性度合いを判定し、より確定的な異常陰影候補を最終的に検出する方法が提案されている(特開平9-167238号等)。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】ところで、異常陰影検出処理システムは、上述のように各種の検出処理や判定

処理を用いて異常陰影候補を最終的に検出するものであるが、これらの処理は異常陰影の形状等の特徴に基づいて計算機(コンピュータ)が自動処理するものであるから、あくまでも検出結果は診断支援情報としての異常陰影候補であって、誤検出や検出漏れの可能性を持つものである。すなわち、被写体の放射線画像を観察読影して診断する医師等に対しては、最終的に検出された異常陰影候補や処理の途中で自動検出された候補領域に関する情報のほか、これらの領域以外の位置を含む全体画像においても、診断に有効な様々な情報を提供するのが望ましい。

【0010】本発明は、上記事情に鑑み、医師等が被写体の放射線画像等を診断する際に、診断性能を向上させ得る支援情報を供与する異常陰影候補検出処理システムを提供することを目的とするものである。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明による異常陰影候補検出処理システムは、被写体の放射線画像を表す放射線画像データに基づいて、放射線画像中の各画素における悪性度および/または良性度を表す指標値を、放射線画像中の全ての画素について算出する指標値算出手段と、指標値算出手段により算出された指標値を記憶する記憶手段と、放射線画像データを可視画像として出力する画像表示手段と、画像表示手段により表示された放射線画像の所望の位置において、該位置の画素における指標値の出力を要求する位置指示手段と、位置指示手段による出力要求に応じて、記憶手段に記憶された指標値の中から出力要求を受けた位置の画素における指標値を出力して表示する指標値表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0012】ここで、各画素における指標値とは、対象画素または対象画素およびその周辺画素の画像信号値等から算出される、対象画素における悪性度合いまたは良性度合い(それぞれ、悪性の異常陰影または良性の異常陰影の一部である蓋然性)を示す値であり、例えば、悪性度を表す指標値としては、悪性の異常陰影からのマハラノビス距離に基づく値を利用することが可能であり、良性度を表す指標値としては、良性の異常陰影からのマハラノビス距離に基づく値を利用することが可能である。また、悪性度を表す指標値としては、アイリスフィルタやモフォロジーフィルタの出力値を利用することが可能であり、この他にも上記指標値には、悪性度または良性度を表す値であればいかなる値も利用可能である。

【0013】また、指標値の表示形態としては、指標値の数値をそのまま表示してもよいし、スケールを用いて表示してもよく、また、悪性度合いまたは良性度合いに比例する画像信号値に変換して、例えば、悪性度により濃度が異なる画像として表示する形態など種々可能である。

【0014】また、位置指示手段とは、画像表示手段に

より表示された画像の所定の位置に対して指示することが可能な、マウスやタッチスクリーン等の入力装置を意味するものである。

【0015】また、本発明による異常陰影候補検出処理システムは、放射線画像データに基づいて、放射線画像中の異常陰影の候補領域を検出する候補領域検出手段をさらに備え、画像表示手段が、候補領域検出手段により検出された候補領域の位置を示す位置情報をさらに出力するものとしてもよい。

【0016】なお、異常陰影の候補領域とは、候補領域検出手段に用いられるアイリスフィルタ処理やモフォロジーフィルタ処理等によって被写体の放射線画像から検出され、腫瘍陰影や微小石灰化陰影の候補となった領域を示すものであり、悪性の異常陰影に限らず、画像上の特徴が腫瘍陰影や微小石灰化陰影と同様の特徴を示すために上記の処理によって誤検出された正常組織の陰影や、良性の異常陰影をも含むものを意味する。

【0017】ここで、アイリスフィルタ処理およびモフォロジーフィルタ処理について、以下に詳細に説明する。

【0018】アイリスフィルタ処理は、放射線画像中の腫瘍陰影の候補領域を検出するのに適した処理である。

【0019】例えば、X線フィルム上における放射線画像（高濃度高信号レベルの画像信号で表される画像）において、腫瘍陰影部分は周囲の画像部分に比べて濃度値が僅かに低いことが知られており、腫瘍陰影の内部においては、略円形の周縁部から中心部に向かうにしたがって濃度値が低くなるという濃度値の勾配が認められる。

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3+f_4+f_5+f_6+f_7) - (f_{11}+f_{12}+f_{13}+f_{14}+f_{15})}{(f_1+f_2+f_3+f_{15}+f_{16}) - (f_7+f_8+f_9+f_{10}+f_{11})} \quad (1)$$

ここで $f_1 \sim f_{16}$ は、図3に示すように、その画素 j を中心とした例えば縦5画素×横5画素の大きさのマスクの外周上の画素に対応した画素値（画像データ）である。

【0025】次に、対象となる画像を構成する全ての画

$$C = (1/N) \sum_{i=1}^N \cos \theta_j \quad (2)$$

ここで N は注目画素を中心に半径 R の円内に存在する画素の数、 θ_j は注目画素とその円内の各画素 j とを結ぶ直線と、その各画素 j における上記式（1）で算出された勾配ベクトルとがなす角である（図4参照）。したがって上記式（2）で表される集中度 C が大きな値となるのは、各画素 j の勾配ベクトルの向きが注目画素に集中する場合である。

【0027】ところで、腫瘍陰影近傍の各画素 j の勾配ベクトルは、腫瘍陰影のコントラストの大小に拘らず、略その腫瘍陰影の中心部を向くため、上記集中度 C が大きな値をとる注目画素は腫瘍陰影の中心部の画素ということができる。一方、血管陰影など細長い陰影は勾配ベ

したがって腫瘍陰影においては、局所的な濃度値の勾配が認められ、その勾配線は腫瘍の中心方向に集中する。

【0020】アイリスフィルタは、この濃度値に代表される画像信号の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するものであり、アイリスフィルタ処理は、この勾配ベクトルの集中度を基に腫瘍陰影の候補領域を検出する。

【0021】以下、図2のマンモグラフィを参照して説明する。原画像データ P における腫瘍陰影 P_1 内部の任意の画素における勾配ベクトルは図2（2）に示すように腫瘍陰影 P_1 の中心付近を向くが、血管陰影や乳腺など細長い陰影 P_2 は図2（3）に示すように勾配ベクトルが特定の点に集中することはない。このため、局所的に勾配ベクトルの向きの分布を評価し、特定の点に集中している領域を検出すれば、それが腫瘍陰影 P_1 の候補領域となる。また、図2（4）に示すような乳腺等の細長い陰影同士が交差した陰影 P_3 は、勾配ベクトルが特定の点に集中する傾向があるため擬似的に候補領域として検出され得る。

【0022】以下にアイリスフィルタ処理の具体的なアルゴリズムを示す。

【0023】まず、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素 j ごとに下記式（1）に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向き θ を求め

る。

【0024】

【数1】

素について、各画素ごとにその画素を注目画素とする勾配ベクトルの集中度 C を次式（2）にしたがって算出する。

【0026】

【数2】

クトルの向きが一定方向に偏るため集中度 C の値は小さい。したがって、画像を構成する全ての画素について、それぞれ注目画素に対する上記集中度 C の値を算出し、その集中度 C の値が予め設定された閾値を上回るか否かを評価することによって腫瘍陰影を検出することができる。すなわち、このフィルタは通常の差分フィルタに比べて血管や乳腺等の影響を受けにくく、腫瘍陰影を効率よく検出できるという特長を有している。

【0028】さらに実際の処理においては、腫瘍の大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルタの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図5にそのフィルタを示す。このフィルタは、図

4に示すものと異なり、注目画素を中心として $2\pi/M$ 度の角度間隔で隣接するM種類の方向(図5においては、11.25度ごとの32方向を例示)の放射状の線上の画素のみで上記集中度の評価を行うものである。

【0029】ここでi番目の線上にあって、かつ注目画

$$x = k + n \cos [2\pi(i-1)/M] \quad (3)$$

$$y = l + n \sin [2\pi(i-1)/M] \quad (4)$$

ただし、[x], [y]は、x, yを超えない最大の整数である。

【0031】さらに、その放射線上の線上の各線ごとに最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度 C_{imax} とし、その集中度 C_{imax} を全ての方向で平均し、この平均値を注目画素についての勾配ベ

$$C_i(n) = \sum_{j=1}^n [(\cos \theta_{ij}) / n] \quad , \quad R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5)$$

すなわち式(5)は、起点を注目画素とし、終点を R_{min} から R_{max} までの範囲内で変化させて、集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0034】ここで R_{min} と R_{max} とは、検出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値と最大値である。

$$C_{imax} = \max_{R_{min} \leq n \leq R_{max}} C_i(n) \quad (6)$$

$$C = (1/32) \sum_{j=1}^{32} C_{imax} \quad (7)$$

ここで式(6)の C_{imax} は、式(5)で得られた放射状の方向線ごとの集中度 $C_i(n)$ の最大値であるから、注目画素からその集中度 $C_i(n)$ が最大値となる画素までの領域が、その線の方向における腫瘍陰影の領域となる。

【0037】全ての放射状の方向線について式(6)の計算をしてその各線上における腫瘍陰影の領域の辺縁点を求め、この各線上における腫瘍陰影の領域の隣接する辺縁点を、直線または非線形曲線で結ぶことにより、腫瘍陰影の候補となり得る候補領域の輪郭を特定することができる。

【0038】そして、式(7)では、この領域内の式(6)で与えられた集中度の最大値 C_{imax} を放射状の方

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{min} + 1} \sum_{l=R_{min}}^n \cos \theta_{il} \quad , \quad R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5')$$

すなわち、式(5')は、検出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値 R_{min} に対応した画素を起点とし、終点を R_{min} から R_{max} までとした範囲内で集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0041】一方、モフォロジー演算処理は、腫瘍陰影とともに乳癌における特徴的形態である微小石灰化像の候補を検出する手法であり、マルチスケールと構造要

素からn番目の画素の座標([x], [y])は、注目画素の座標を(k, l)とすれば、下記式(3)、(4)で与えられる。

【0030】

【数3】

クトル群の集中度Cとする。

【0032】具体的には、まずi番目の放射状の線上において注目画素からn番目の画素までで得られる集中度 $C_i(n)$ を下記式(5)により求める。

【0033】

【数4】

【0035】次に、勾配ベクトル群の集中度Cを下記式(6)および(7)により計算する。

【0036】

【数5】

向線の全方向(式(7)では32方向の場合を例示)について平均した値を求める。この求められた値がアイリスフィルタ出力値Iであり、この出力値Iを、腫瘍陰影であるか否かを判断するのに適した予め設定した一定の閾値Tと比較し、 $I \geq T$ (若しくは $I > T$)であればこの注目画素を中心とする領域が候補領域であり、 $I < T$ (若しくは $I \leq T$)であれば候補領域ではないと判定し、候補領域を検出する。

【0039】なお、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は、式(5)の代わりに下記式(5')を用いてもよい。

【0040】

【数6】

素(マスク)Bとを用い、[1]石灰化像そのものの抽出に有効であること、[2]複雑なバックグラウンド情報に影響されにくいこと、[3]抽出した石灰化像がひずまないこと、などの特徴がある。すなわち、この手法は一般の微分処理に比べて、石灰化像のサイズ・形状・濃度分布などの幾何学的情報をより良く保った検出が可能である。以下にその概要を述べる。

【0042】(モーフォロジーの基本演算) モーフォロジー演算処理は一般的にはN次元空間における集合論として展開されるが、直感的な理解のために2次元の濃淡画像を対象として説明する。

【0043】濃淡画像を座標(x, y)の点が濃度値f(x, y)に相当する高さをもつ空間とみなす。ここで、濃度値f(x, y)は、濃度が低い(CRTに表示

$$g^S(x) = g(-x)$$

であり、定義域内で値が0で、その定義域が下記式(9)であるとする。

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\} \quad (9)$$

このとき、モーフォロジー演算の基本形は式(10)～(13)に示すように、非常に簡単な演算となる。

$$\text{dilation: } [f \oplus G^S](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (10)$$

$$\text{erosion: } [f \ominus G^S](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (11)$$

$$\text{opening: } f_g = (f \ominus g^S) \oplus g \quad (12)$$

$$\text{closing: } f^g = (f \oplus g^S) \ominus g \quad (13)$$

すなわち、ダイレーション(dilation)処理は、注目画素を中心とした、±m(構造要素Bに応じて決定される値)の幅の中の最大値を検索する処理であり(図6

(A)参照)、一方、イロージョン(erosion)処理は、注目画素を中心とした、±mの幅の中の最小値を検索する処理である(同図(B)参照)。また、オープニング(opening)処理は最小値探索の後に、最大値を探索することに相当し、クロージング(closing)処理は最大値探索の後に、最小値を探索することに相当する。オープニング処理は低輝度側から濃度曲線f(x)を滑らかにし、マスクサイズ2mより空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が高い部分)を取り除くことに相当する(同図(C)参照)。一方、クロージング処理は、高輝度側から濃度曲線f(x)を滑らかにし、マスクサイズ2mより空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分(周囲部分よりも輝度が低い部分)を取り除くことに相当する(同図(D)参照)。

【0047】ここで、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値f(x)の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号におけるダイレーション処理は、高輝度高信号レベルにおけるイロージョン処理(図6(B))と一致し、高濃

$$P = f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} [(f \ominus B_i) \oplus B_i]$$

$$= f - \max_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f_{B_i}\} \quad (14)$$

ここでB_i(i=1, 2, 3, 4)は図7に示す直線状の4つの構造要素Bである。構造要素Bを検出対象の石灰化陰影よりも大きく設定すれば、オープニング処理

した場合には輝度が高い)ほど大きな画像信号となる高輝度高信号レベルの信号とする。

【0044】まず、簡単のために、その断面に相当する1次元の関数f(x)を考える。モーフォロジー演算処理に用いる構造要素gは次式(8)に示すように、原点について対称な対称関数

$$\text{【数7】} \quad (8)$$

【0045】

【数8】

【0046】

【数9】

度高信号レベルの信号におけるイロージョン処理は、高輝度高信号レベルにおけるダイレーション処理(同図(A))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるオープニング処理は、高輝度高信号レベルにおけるクロージング処理(同図(D))と一致し、高濃度高信号レベルの信号におけるクロージング処理は、高輝度高信号レベルにおけるオープニング処理(同図(C))と一致する。なお、ここでは高輝度高信号レベルの画像信号(輝度値)の場合について説明する。

【0048】(石灰化陰影検出への応用) 石灰化陰影の検出には、原画像から平滑化した画像を引き去る差分法が考えられる。単純な平滑化法では石灰化陰影と細長い形状の非石灰化陰影(乳腺や血管や乳腺支持組織等)の識別が困難であるため、小畑らは、多重構造要素を用いたオープニング演算に基づく下記式(14)で表されるモーフォロジー演算処理を提案している(「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol. J75-D-II No. 7 P1170～1176 1992年7月、「モルフォロジーの基礎とそのマンモグラム処理への応用」MEDICALIMAGING TECHNOLOGY Vol.12 No.1 January 1994)。

【0049】

【数10】

で、構造要素Bよりも細かな凸状の信号変化部分(空間的に狭い範囲で変動する画像部分)である石灰化像は取り除かれる。一方、細長い形状の非石灰化陰影はその長

さが構造要素Bよりも長く、その傾き（延びる方向）が4つの構造要素Biのうちいずれかに一致すればオープニング処理（式（14）の第2項の演算）をしてもそのまま残る。したがってオープニング処理によって得られた平滑化画像（石灰化陰影が取り除かれた画像）を原画像fから引き去ることで、小さな石灰化像の候補のみが含まれる画像が得られる。これが式（14）の考え方である。

$$P = f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{(f \oplus B_i) \ominus B_i\} \\ = f - \min_{i \in \{1, \dots, M\}} \{f_{B_i}\} \quad (15)$$

しかし、これによっても石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が一部残る場合があり、そのような場合については、次式（16）のモーフォロジー演算に基づく微分情報を利用して式（14）のPに含まれる非石灰化像

$$M_{grad} = (1/2) \times \{f \oplus \lambda B - f \ominus \lambda B\} \quad (16)$$

ここで、Mgradの値が大きいほど石灰化陰影の可能性が大きいので、石灰化候補画像Csは下記式（17）により求めることができる。

$$\text{IF } P(i, j) \geq T1 \text{ and } M_{grad}(i, j) \geq T2 \\ \text{then } Cs(i, j) = P \text{ else } Cs(i, j) = 0 \quad (17)$$

ここで、T1、T2は実験的に決められる、予め設定された閾値である。

【0054】ただし、石灰化陰影の大きさとは異なる非石灰化陰影については、式（14）のPと所定の閾値T1との比較のみで除去できるため、石灰化陰影と同等の大きさをもつ非石灰化陰影が残ることのないような場合は、式（17）の第1項の条件（ $P(i, j) \geq T1$ ）を

$$C_c = C_s \oplus \lambda_1 B \ominus \lambda_2 B \oplus \lambda_2 B \quad (18)$$

ここで、 λ_1 と λ_2 はそれぞれ融合したい石灰化陰影の最大距離と除去したい孤立陰影の最大半径とによって決められ、 $\lambda_3 = \lambda_1 + \lambda_2$ である。

【0057】なお、これらのモーフォロジー演算処理に関する説明は上述したように、高輝度高信号レベルの画像データの場合についてであるが、高濃度高信号レベルの画像データ（高濃度の画素ほど大きなデジタル値を持つ画像データ）の場合については、オープニング演算とクロージング演算とが逆の関係になる。

【0058】以上が、アイリスフィルタ処理およびモーフォロジーフィルタ処理の詳細である。

【0059】なお、上記候補領域の位置を示す位置情報を、候補領域の位置を指す矢印や、候補領域を含む矩形領域を示す枠としてもよい。

【0060】また、本発明による異常陰影候補検出処理システムは、候補領域を含む局所領域の局所画像データを抽出する局所領域抽出手段と、局所領域抽出手段によ

【0050】なお前述したように、高濃度高信号レベルの信号の場合においては、石灰化陰影は周囲の画像部分よりも濃度値が低くなり、石灰化陰影は周囲部分に対して凹状の信号変化部分となるため、オープニング処理に代えてクロージング処理を適用し、式（14）に代えて式（15）を適用する。

【0051】

【数11】

をさらに除去する。

【0052】

【数12】

【0053】

【数13】

満たすだけでよい。

【0055】最後に、式（18）に示す、マルチスケールのオープニング演算とクロージング演算との組合わせにより、石灰化陰影のクラスターCcを検出する。

【0056】

【数14】

り抽出された局所画像データ中の少なくとも候補領域を示す候補領域画像データに対して所定の画像強調処理を行う局所画像強調手段と、局所画像強調手段により強調処理を施された局所画像データを可視画像として出力する局所画像表示手段とをさらに備えたものとしてもよい。

【0061】また、強調処理を施された局所画像データを記憶する局所画像記憶手段と、局所画像記憶手段に記憶された局所画像データの出力を要求する局所画像出力要求手段とをさらに備え、局所画像表示手段が、局所画像出力要求手段による出力要求に応じて、局所画像データを出力するものとしてもよい。

【0062】ここで、所定の画像強調処理とは、例えば階調処理、周波数処理、拡大処理等を示すものであり、これら以外にも、局所画像データに基づく局所画像、特に候補領域画像データに基づく候補領域画像の読影性能を高くする強調処理であれば種々可能である。

【0063】また、候補領域を含む局所領域とは、候補領域を含むこの候補領域の近傍領域を意味し、その周縁形状としては、矩形、円形、楕円形等種々の形状を採用することができる。なお、この場合、上記位置情報を局所領域の周縁形状に合わせた形状の枠としてもよい。

【0064】また、局所画像出力要求手段とは、画像表示手段により表示された放射線画像上の局所領域が存在する位置において出力を要求することが可能なマウス等の位置指示手段でもよいし、単に検出された候補領域を含む局所画像を、その位置を示す位置情報とともに出力することを要求するものでもよい。例えば後者において、検出された候補領域が複数ある場合には、マウスやキーボード等の入力手段から表示命令を送信する度に各局所画像および位置情報を順次表示してもよいし、または、全ての局所画像を一度に並べて表示してもよい。

【0065】また、本発明による異常陰影候補検出処理システムは、候補領域の特徴量を算出する特徴量算出手段と、特徴量算出手段により算出された特徴量に基づいて候補領域が所望の異常陰影であるかを判定する判定手段を有し、画像表示手段が、判定手段による判定結果をさらに出力するものとしてもよい。

【0066】ここで、候補領域の特徴量とは、例えば候補領域内部の濃度ヒストグラムの特徴を表す分散値、コントラスト、角モーメントや、候補領域辺縁の特徴を表す分散値、偏り、相関値、モーメント、エントロピーや、候補領域の形状の特徴を表す円形度等、候補領域の特徴を表すとともに候補領域の悪性度または良性度を表す値であり、他にも種々存在する。なお、上記指標値を、これらの特徴量に基づく値として算出することもできる。

【0067】また、所望の異常陰影とは、悪性および／または良性の異常陰影を意味するものである。

【0068】なお、本発明の異常陰影候補検出処理システムは、特に、放射線画像が乳房の放射線画像である場合に有効である。

【0069】

【発明の効果】上記のように構成された本発明の異常陰影候補検出処理システムによれば、被写体の放射線画像中の全ての画素について、各画素における悪性度や良性度を表す指標値を算出し、マウス等の位置指示手段による出力要求に応じて、出力要求を受けた位置の画素における指標値を出力して表示するから、医師等が被写体の放射線画像を読影して診断する際に特定の領域に対して疑いを持ったとき、簡単にその位置における悪性度や良性度を表す指標値を参照することが可能となり、診断性向上が期待できる。

【0070】なお、放射線画像中の異常陰影の候補領域を検出する候補領域検出手段をさらに備え、候補領域の位置を示す位置情報をさらに出力した場合には、医師等に対するより有益な診断支援情報となり得るが、一方

で、上記候補領域検出手段はコンピュータによる自動処理であるため、検出ミスが発生する可能性もある。本発明の異常陰影候補検出処理システムは、異常陰影の候補領域として自動検出された領域だけでなく、全ての画素における悪性度や良性度を参照することができるから、候補領域として検出された領域以外の部分について医師等が疑いを持ったときにも、診断に有効な情報を提供することが可能となる。

【0071】

【発明の実施の形態】以下、本発明の異常陰影候補検出処理システムの実施の形態を図面に基いて説明する。図1は、本発明における異常陰影候補検出処理システムの具体的な実施形態を示す図である。

【0072】本実施形態の異常陰影候補検出処理システムは、画像読取装置等から入力した原画像データPに基づいて原画像を表示する画像表示手段10と、原画像データPに基づいて、原画像中の全画素の指標値を算出する指標値算出手段20と、指標値算出手段20により算出された指標値の指標値データを記憶する指標値メモリ30と、指標値メモリ30に記憶されている指標値データを出力して表示する指標値表示手段40とを備える。画像表示手段10は、図8に示すように、CRT10aにマウス10bやキーボード10c等の入力手段を備えて構成される。

【0073】次に、以上のように構成された本実施形態の異常陰影候補検出処理システムの作用について説明する。

【0074】画像表示手段10は、乳房を撮影した放射線画像であるマンモグラフィの原画像データPを画像読取装置等から入力し、CRT10aの画面上に原画像P^{*}を表示する。

【0075】指標値算出手段20は、原画像データPを入力し、この原画像データPに基づく原画像P^{*}の全ての画素における指標値を算出する。本実施形態では、指標値の一例としてアイリスフィルタ出力値を利用する。

【0076】アイリスフィルタは、放射線画像の画像信号の勾配を勾配ベクトルとして算出し、その勾配ベクトルの集中度を出力するものであり、腫瘍陰影の放射線画像上の特徴が、周囲の画像部分に比べて濃度値が僅かに低く、その内部において局所的な濃度値の勾配が認められ、その勾配線は腫瘍の中心方向に集中するというものであることから、放射線画像から腫瘍陰影を検出する際に用いられる。つまり、勾配ベクトルの集中度を示すアイリスフィルタ出力値が大きい部分（画素）は悪性度が高いと考えられるため、この出力値を悪性度を表す指標値として利用する。

【0077】以下に、アイリスフィルタの出力値を算出する処理について説明する。

【0078】まず、対象となる画像を構成する全ての画素について、各画素jごとに下記式(1)に示す計算式に基づいた画像データの勾配ベクトルの向きθを求め

る。

【0079】

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3+f_4+f_5+f_6+f_7) - (f_{11}+f_{12}+f_{13}+f_{14}+f_{15})}{(f_1+f_2+f_3+f_{15}+f_{16}) - (f_7+f_8+f_9+f_{10}+f_{11})} \quad (1)$$

ここで $f_1 \sim f_{16}$ は、図3に示すように、その画素 j を中心とした例えば縦5画素×横5画素の大きさのマスクの外周上の画素に対応した画素値（画像データ）である。

【0080】次に、対象となる画像を構成する全ての画

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (2)$$

ここで N は注目画素を中心に半径 R の円内に存在する画素の数、 θ_j は注目画素とその円内の各画素 j とを結ぶ直線と、その各画素 j における上記式（1）で算出された勾配ベクトルとがなす角である（図4参照）。したがって上記式（2）で表される集中度 C が大きな値となるのは、各画素 j の勾配ベクトルの向きが注目画素に集中する場合である。

【0082】ところで、腫瘍陰影近傍の各画素 j の勾配ベクトルは、腫瘍陰影のコントラストの大小に拘らず、略その腫瘍陰影の中心部を向くため、上記集中度 C が大きな値をとる注目画素は腫瘍陰影の中心部の画素といえることができる。

【0083】さらに実際の処理においては、腫瘍の大き

$$x = k + n \cos \{2\pi(i-1)/M\} \quad (3)$$

$$y = l + n \sin \{2\pi(i-1)/M\} \quad (4)$$

ただし、 $[x]$ 、 $[y]$ は、 x 、 y を超えない最大の整数である。

【0086】さらに、その放射線上の線上の各線ごとに最大の集中度が得られる画素までの出力値をその方向についての集中度 C_{imax} とし、その集中度 C_{imax} を全ての方向で平均し、この平均値を注目画素についての勾配ベ

$$C_i(n) = \sum_{i=1}^M \{(\cos \theta_{i1}) / n\}, R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5)$$

すなわち式（5）は、起点を注目画素とし、終点を R_{min} から R_{max} までの範囲内で変化させて、集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0089】ここで R_{min} と R_{max} とは、検出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値と最大値である。

$$C_{imax} = \max_{R_{min} \leq n \leq R_{max}} C_i(n) \quad (6)$$

$$C = (1/32) \sum_{i=1}^{32} C_{imax} \quad (7)$$

ここで式（6）の C_{imax} は、式（5）で得られた放射状の方向線ごとの集中度 $C_i(n)$ の最大値であるから、注目画素からその集中度 $C_i(n)$ が最大値となる画素

【数15】

素について、各画素ごとにその画素を注目画素とする勾配ベクトルの集中度 C を次式（2）にしたがって算出する。

【0081】

【数16】

さや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルタの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図5にそのフィルタを示す。このフィルタは、図4に示すものと異なり、注目画素を中心として $2\pi/M$ 度の角度間隔で隣接する M 種類の方向（図5においては、11.25度ごとの32方向を例示）の放射状の線上の画素のみで上記集中度の評価を行うものである。

【0084】ここで i 番目の線上にあって、かつ注目画素から n 番目の画素の座標（ $[x]$ 、 $[y]$ ）は、注目画素の座標を（ k 、 l ）とすれば、下記式（3）、（4）で与えられる。

【0085】

【数17】

クトル群の集中度 C とする。

【0087】具体的には、まず i 番目の放射状の線上において注目画素から n 番目の画素までで得られる集中度 $C_i(n)$ を下記式（5）により求める。

【0088】

【数18】

【0090】次に、勾配ベクトル群の集中度 C を下記式（6）および（7）により計算する。

【0091】

【数19】

までの領域が、その線の方における腫瘍陰影の領域となる。

【0092】全ての放射状の方向線について式（6）の

計算をしてその各線上における腫瘍陰影の領域の辺縁点を求め、この各線上における腫瘍陰影の領域の隣接する辺縁点を、直線または非線形曲線で結ぶことにより、腫瘍陰影の候補となり得る候補領域の輪郭を特定することができる。

【0093】そして、式(7)では、この領域内の式(6)で与えられた集中度の最大値 C_{imax} を放射状の方

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{min} + 1} \sum_{i=R_{min}}^n \cos \theta_{i1}, \quad R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5')$$

すなわち、式(5')は、検出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値 R_{min} に対応した画素を起点とし、終点を R_{min} から R_{max} までとした範囲内で集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0096】指標値算出手段20によって算出された指標値(アイリスフィルタ出力値 I)は、その指標値が属する画素の位置を示す位置データとともに指標値データとして指標値メモリ30に記憶される。

【0097】この段階で、医師等は、画像表示手段10に備えられたCRT10aの画面上に表示された原画像 P' を読影して診断を行う。この際、疑いを持った画像部分があれば、マウス10bを用いて該当位置にポインタ10b'を移動する(または、該当位置でマウスをクリックすることにより、図9に示すように、その位置の画素における指標値を指標値表示画面 k に表示することができる。

【0098】すなわち、指標値表示手段40は、画像表示手段10に備えられたマウス10bにより指定された、原画像 P' 上のある位置の画素における指標値の出力要求を、その位置データとともに受信し、受信した出力要求に対応する位置の画素における指標値データを、各指標値とともに記憶されている位置データを参照して指標値メモリ30から呼び出し、画像表示手段10に出力してCRT10aの画面上の一部に設けられた指標値表示画面 k 上に出力して表示する。

【0099】次に、本発明の具体的な第2の実施の形態について説明する。図10は、本実施形態の異常陰影候補検出処理システムの構成を示す図である。なお、第1の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0100】本実施形態の異常陰影候補検出処理システムは、上記第1の実施の形態の構成に加えて、画像読取装置等から入力した原画像データ P に基づいて画像中の異常陰影の候補領域(以下、簡単のため単に候補領域という)を検出する候補領域検出手段50と、検出した候補領域の特徴量を算出する特徴量算出手段60と、算出された特徴量に基づいて候補領域が所望の異常陰影であるか

向線の全方向(式(7)では32方向の場合を例示)について平均した値を求める。この求められた値がアイリスフィルタ出力値 I である。

【0094】なお、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は、式(5)の代わりに下記式(5')を用いてもよい。

【0095】

【数20】

を判定する判定手段70とを備える。画像表示手段10は2台のCRTにマウスやキーボード等の入力手段を備えて構成される。

【0101】次に、以上のように構成された本実施形態の異常陰影候補検出処理システムの作用について説明する。

【0102】候補領域検出手段50は、原画像データ P を入力し、この原画像データ P に対してアイリスフィルタ処理を施して腫瘍陰影の候補領域を検出する。また、候補領域検出手段50は、原画像データ P から検出した候補領域の画像データと、その候補領域の原画像上の位置を示す位置データとともに取得する。

【0103】特徴量算出手段60は、候補領域検出手段50から候補領域の画像データを入力し、その画像データに基づいて、候補領域の形状、内部、辺縁の特徴量を算出する。

【0104】候補領域の第1の特徴量として、腫瘍陰影の輪郭が円に近い形状であることから円形度 S_p を算出する。図11に示すように、候補領域の面積 A およびその重心 AO を求め、重心 AO を中心とし面積 A と同等の面積を有する半径 R の仮想円を想定し、この仮想円の内側に含まれる候補領域の、面積 A に対する占有率として円形度を算出する。すなわち、仮想円と候補領域とが重なる部分の面積を A' とすると、円形度は下記式(19)で算出される。

【0105】

【数21】

$$S_p = A' / \pi R^2 \quad (19)$$

次に、候補領域内部の特徴量として、以下の3つの特徴量を用いる。すなわち、候補領域の濃度値 S のヒストグラムを作成し、濃度値 S の頻度を $P(S)$ として、下記式より、分散 var を表す第2の特徴量(20)、コントラスト con を表す第3の特徴量(21)、角モーメント asm を表す第4の特徴量(22)を算出する。

【0106】

【数22】

$$\text{var} = \sum_{S=1}^N \{ (S - \bar{S})^2 \cdot P(S) \} \quad (20)$$

$$\text{con} = \sum_{S=1}^N \{ S^2 \cdot P(S) \} \quad (21)$$

$$\text{asm} = \sum_{S=1}^N \{ P(S) \}^2 \quad (22)$$

ただし、 \bar{S} は領域内の濃度値 S の平均値、

N は領域内の画素数、をそれぞれ表す。

また、候補領域辺縁の特徴量として IFED (Iris Filter Edge) 画像により算出される5つの特徴量を用いる。以下に、その算出方法を詳細に説明する。

【0107】アイリスフィルタ処理により検出された候補領域、すなわち放射線画像中の乳癌を表す腫瘍陰影 P_1 や疑似異常陰影 P_3 について、その近傍を含む画像部分を例えば正方形の領域として検出し、この検出した正方形領域についてアイリスフィルタ処理を利用した辺縁エッジ画像 (IFED画像) を作成する。

【0108】すなわち、アイリスフィルタ処理の式 (6) において、注目画素から放射状に伸びる i 番目の線上において集中度 $C_i(n)$ の最大値を与える点の位置を求める。ただし、この処理では最大値を与える n の値を制限しない。

【0109】この結果、注目画素が候補領域 P_1 や P_3 の内部にある場合には、式 (6) が最大値を採る時の n は、その i 番目の線が候補領域 P_1 や P_3 の辺縁 B と交差する画素を指示する。例えば、図12に示すように、注目画素1については画素 B_1, B_2, B_3, B_4 を指示し、注目画素2については画素 B_2, B_5, B_6, B_7 を指示する。

【0110】一方、注目画素が候補領域 P_1, P_3 の外部にある場合には、式 (6) が最大値を採るのは、その注目画素自身を指示するときである。すなわち、図12において、候補領域 P_1, P_3 の外部にある注目画素3については、注目画素3自身を指示する場合に式 (6) の値が最大となる。

【0111】このように、候補領域を含む正方形領域の全画素について順次注目画素とし、式 (6) が最大値を採る画素をカウントしていく。これを図示すると図13に示す模式図のようになる。

【0112】すなわち、候補領域 P_1 や P_3 の外部の画素についてのカウント値は全て「1」となり、候補領域 P_1 や P_3 の内部の画素についてのカウント値はすべて「0」となり、候補領域 P_1 や P_3 の辺縁 B 上の画素についてのカウント値は全て1以上の値となる画像が得られる。このカウント値の画像を IFED 画像と定義する。

【0113】次に、この IFED 画像について以下の処理を施して、同時生成行列を作成する。

【0114】すなわち、図14に示すように、候補領域 P_1, P_3 の重心点 AO を求め、この重心点 AO から放射状の線を延ばし、この線上の任意の点を i とし、この

線に垂直であって i 点から2画素分だけ離間した点を j とする。

【0115】この i 点の IFED 画像におけるカウント値と j 点のカウント値とを図15に示すようなマトリクスにカウントアップする。具体的には、 i 点が候補領域 P_1, P_3 の外部にある場合は、 i 点の IFED 画像におけるカウント値は「1」であり、そのとき j 点も候補領域 P_1, P_3 の外部にあれば j 点のカウント値も「1」となり、この場合図15のマトリクスには、縦方向 i の「1」と横方向 j の「1」とが交差する欄に「1」がカウントされる。

【0116】一方、 i 点が候補領域 P_1, P_3 の内部にあり、かつ j 点も候補領域 P_1, P_3 の内部にある場合は、 i 点、 j 点ともにカウント値は0であるので、縦方向 i の「0」と横方向 j の「0」とが交差する欄に「1」をカウントする。

【0117】さらに、 i 点が候補領域 P_1, P_3 の辺縁 B にあり、 j 点も候補領域 P_1, P_3 の辺縁 B にある場合は、例えば i 点のカウント値が「5」で、 j 点のカウント値が「3」である場合は、縦方向 i の「5」と横方向 j の「3」とが交差する欄に「1」をカウントする。このマトリクスにカウントアップするカウント値は累積するものである。すなわち再度、カウント値が「5」の i 点、カウント値が「3」の j 点を走査した場合には、マトリクスの縦方向 i の「5」と横方向 j の「3」とが交差する欄には元の「1」に「1」を加算した「2」が格納される。

【0118】 i 点は、IFED 画像の任意の点であるから、IFED 画像の全ての画素が i 点となるように放射状の線を走査し、 i 点をその線上で走査することによってマトリクスを完成させる。この IFED 画像のマトリクスを同時生成行列 $P_g(x, y)$ という。

【0119】ここで、候補領域が腫瘍陰影である場合は、腫瘍陰影の辺縁が略円形であるという腫瘍陰影の形状的特性、および i 点と j 点とは極めて近接しているという事実から、 i 点が辺縁にある (IFED 画像のカウント値が1以上の大きな値を有する) 場合は、 j 点も辺縁にある (IFED 画像のカウント値が1以上の大きな値を有する) 可能性が極めて高い。

【0120】一方、候補領域が疑似異常陰影である場合は、前述の2本の血管同士の交差部分のように疑似異常陰影が円形の辺縁を有するのは極めて希であるため、 i 点と j 点とが近接していても、 i 点が辺縁にあるからと

いてj点も辺縁にあるとは限らず、むしろj点は辺縁にある可能性は極めて低いことになる。

【0121】したがって、同時生成行列 $P_g(x, y)$ の特性値も、候補領域が腫瘍陰影であるか擬似異常陰影であるかに応じて明らかに有為差が認められる。この同時生成行列の特性値がエッジ情報であり、このエッジ情報を特徴量として用いる。すなわち、下記式より、同時生成行列についての分散varを表す第5の特徴量(2

3)、偏りdfe (difference entropy)を表す第6の特徴量(24)、相関値cor (correlation)を表す第7の特徴量(25)、モーメントidm (inverse difference moment)を表す第8の特徴量(26)、エントロピーse (sum entropy)を表す第9の特徴量(27)をそれぞれ求める。

【0122】

【数23】

$$\text{var} = \sum_i \sum_j \{ (i - \mu_x)^2 \cdot P_g(i, j) \} \quad (23)$$

$$\text{dfe} = \sum_k \{ P_{x-y}(k) \cdot \log | P_{x-y}(k) | \} \quad (24)$$

$$\text{cor} = \sum_i \sum_j \{ [i \cdot j \cdot P_g(i, j) - \mu_x \cdot \mu_y] / (\sigma_x \cdot \sigma_y) \} \quad (25)$$

$$\text{idm} = \sum_i \sum_j \{ P_g(i, j) / \{ 1 + (i - j)^2 \} \} \quad (26)$$

$$\text{se} = - \sum_k \{ P_{x+y}(k) \cdot \log \{ P_{x+y}(k) \} \} \quad (27)$$

ただし、

$$\mu_x = \sum_i \{ i \cdot P_x(i) \}, \quad \mu_y = \sum_j \{ j \cdot P_y(j) \}$$

$$P_{x-y}(k) = \sum_i \sum_j P_g(i, j), \quad k = |i - j|$$

$$P_{x+y}(k) = \sum_i \sum_j P_g(i, j), \quad k = i + j$$

$$\sigma_x^2 = \sum_i \{ (i - \mu_x)^2 \cdot P_x(i) \}$$

$$\sigma_y^2 = \sum_j \{ (j - \mu_y)^2 \cdot P_y(j) \}$$

$P_x(i)$ はj方向のプロジェクトン分布

$$P_x(i) = \sum_j P_g(i, j)$$

$P_y(j)$ はi方向のプロジェクトン分布

$$P_y(j) = \sum_i P_g(i, j)$$

また、特徴量算出手段60は、候補領域検出手段50から候補領域の画像データとともに候補領域の原画像上の位置データを入力し、この位置データと対応させて候補領域における上記9つの特徴量を算出する。すなわち、候補領域検出手段50において複数の候補領域が検出された場合は、各候補領域ごとに位置データと対応させて9つの特徴量をそれぞれ算出する。

【0123】判定手段70は、特徴量算出手段60から上記9つの特徴量の値および位置データを入力し、マハラノビス距離を用いて候補領域が所望の異常陰影であるかを

判定する。なお、本実施形態においては、所望の異常陰影を悪性の異常陰影とする。

【0124】まず、下記式(28)により、予め実験的に得られている非悪性陰影を示すパターンクラス($i=1$)からのマハラノビス距離 $Dm1$ と、悪性陰影を示すパターンクラス($i=2$)からのマハラノビス距離 $Dm2$ とを算出する。

【0125】

【数24】

$$D_{mi} = (\vec{x} - \vec{m}_i)^t \Sigma_i^{-1} (\vec{x} - \vec{m}_i) \quad (28)$$

ただし、 Σ_i はパターンクラス ($i=1$ の非悪性陰影と $i=2$ の悪性陰影とのパターンの別) w_i の共分散行列、すなわち、

$$\Sigma_i = (1/N_i) \sum_{x \in w_i} (\vec{x} - \vec{m}_i) (\vec{x} - \vec{m}_i)^t$$

t は転置ベクトル (横ベクトル)、

\vec{x} は特徴量 x をベクトル表示したもの、すなわち、

$$\vec{x} = (x_1, x_2, \dots, x_N)$$

Σ_i^{-1} は Σ_i の逆行列

\vec{m}_i はパターンクラス w_i の平均、すなわち、

$$\vec{m}_i = (1/N_i) \sum_{x \in w_i} \vec{x}$$

特徴量算出手段60によって得られた9つの特徴量は、それぞれ上記 x_1 から x_9 に該当し、($x_1, x_2, x_3, \dots, x_9$) という9次元空間を表現する。この9次元のパターン空間上で表現された候補領域のパターンと、非悪性陰影のパターンとのマハラノビス距離が D_{m1} であり、同様に悪性陰影のパターンとのマハラノビス距離が D_{m2} である。

【0126】ここで非悪性陰影のパターンおよび悪性陰影のパターンとは、予め多数の異常陰影候補について実験的に調査した結果に基づいて設定された、非悪性陰影ごとおよび悪性陰影ごとのベクトル x で定義されるパターン空間を意味する。例えば、それぞれ、非悪性陰影とされるものについての上記ベクトル x の平均で形成されるパターンクラス w_1 、悪性陰影とされるものについての上記ベクトル x の平均で形成されるパターンクラス w_2 で示される。

【0127】次に、候補領域が悪性陰影である場合には、悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離が近く (D_{m2} が低い値を示し)、非悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離がばらつくという傾向があり、候補領域が非悪性陰影である場合には、非悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離が近く (D_{m1} が低い値を示し)、悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離がばらつくという傾向があることから、この傾向に従って悪性陰影と非悪性陰影とを有為に判別し得るゆう度比を各候補領域ごとに算出する。

【0128】ゆう度比とは D_{m1}/D_{m2} で表現され、図16の座標平面上における傾きを示す。すなわち、ゆう度比が大きいほど悪性陰影である可能性が高く、小さいほど非悪性陰影である可能性が高いと判定できるため、例えば閾値を2に設定し、ゆう度比が2以上の時に悪性であり、2未満の時に非悪性であると判定する。

【0129】なお、判定手段70は、判定結果データを候補領域の位置データと対応させて取得する。

【0130】画像表示手段10は、判定手段70による判定結果データを入力し、図17に示す第2のCRT画面上に判定結果を原画像とともに表示する。画面上には、候補領域検出手段50によって検出された候補領域 P_{10} 、 P_{20} のうち、判定手段70によって悪性であると判定された候補領域 P_{10} が、原画像 P 上の該当する位置に位置データを参照して明示される。すなわち、原画像 P とともに候補領域 P_{10} を明示するための矩形枠 M_{10} が表示され、画像読影者は読影能力にかかわらず、この矩形枠を参照することにより候補領域の存在を確認することができる。また、本実施の形態においては、候補領域検出手段50によって候補領域として検出されたが、判定手段70によって悪性ではないと判定された候補領域 P_{20} には矩形枠を表示しないため、候補領域 P_{20} は画像読影者の能力によって検出される場合と検出されない場合がある。

【0131】第1のCRT画面上の表示形態等、その他の要素については、第1の実施の形態と同様である。

【0132】この段階で、医師等は、画像表示手段10に備えられた2台のCRTの画面上に表示された画像を読影して診断を行い、特に、第2のCRTに表示された画像を診断支援情報として参照する。ここで、原画像を読影した際に、第2のCRTにおいて明示されていない位置において医師等が疑いを持ったときには、第1の実施形態と同様にマウス等を用いて指標値を参照することが可能であり、その位置における悪性度合いを確認することができる。すなわち、判定手段70による検出において見落とされた領域においても、悪性の異常陰影が存在する可能性もあるため、原画像上の全て位置において悪性度を表す指標値を参照することが可能になれば、医師等が診断する際の支援情報として多いに役立つ。

【0133】なお、本実施の形態においては、判定手段70により悪性であると判定された候補領域のみを第2のCRTの画面上に明示した例を示したが、候補領域検出手

段50により検出された全ての候補領域を明示することも可能である。すなわち、特徴量算出手段60および判定手段70を備えずに、画像表示手段10が候補領域検出手段50により検出された候補領域の位置データを入力し、検出された全候補領域の位置を明示してもよい。

【0134】また、画像表示手段10に明示される判定結果は、悪性の異常陰影に限るものではない。すなわち、判定手段70に用いられる判定処理の条件等を各種変更することにより、悪性または良性の異常陰影、或いは異常陰影として誤検出された正常組織の陰影を区別して検出することが可能であり、各候補領域がいずれの陰影に属するものであるかを区別して画像表示手段10に明示することも可能である。

【0135】次に、本発明の具体的な第3の実施の形態について説明する。図18は、本実施形態の異常陰影候補検出処理システムの構成を示す図である。なお、第1または第2の実施の形態と同等の要素についての説明は、特に必要のない限り省略する。

【0136】本実施形態の異常陰影候補検出処理システムは、第1の実施形態の構成に加えて、画像読取装置等から入力した原画像データPに基づいて画像中の候補領域を検出する候補領域検出手段50と、候補領域検出手段50により検出された候補領域を含む局所領域の局所画像データを抽出する局所領域抽出手段80と、抽出された局所画像データに対して所定の画像強調処理を行う局所画像強調手段81と、強調処理を施された強調画像データを記憶する強調画像メモリ82と、強調画像メモリ82に記憶されている強調画像データを出力して表示する局所画像表示手段84とを備える。画像表示手段10は、2台のCRTに各々マウスやキーボード等の入力手段を備えて構成される。

【0137】次に、以上のように構成された本実施形態の異常陰影候補検出処理システムの作用について説明する。

【0138】局所領域抽出手段80は、候補領域検出手段50から、検出された候補領域を含む原画像データPと候補領域の原画像上の位置を示す位置データを入力し、候補領域の位置データに基づいて、入力された原画像データPのうち候補領域を含む近傍領域を予め設定された処理手順に従って特定し、局所画像データを抽出する。

【0139】局所画像強調手段81は、抽出された局所画像データおよびその位置データを入力し、階調処理、周波数処理、拡大処理等の画像処理を局所画像データに対して施し、強調画像データを取得する。

【0140】強調画像メモリ82は、局所画像強調手段81によって強調処理を施された強調画像データとその位置データを入力して記憶する。

【0141】画像表示手段10は、第1のCRTの画面上に原画像P⁻を表示し、第2のCRTの画面上に候補領域検出手段50により検出された候補領域を明示して表示

する。

【0142】この段階で、医師等は、画像表示手段10に備えられた2台のCRTのうち、第1のCRTの画面上に表示された原画像P⁻を読影して診断を行うが、第2のCRTの画面上に明示された候補領域の局所画像を診断支援情報として参照したい時には、第2のCRTに備えられたマウスを用いて、参照したい候補領域の位置にポインタを移動する（または、該当位置でマウスをクリックすることにより、図19に示すように、その位置の候補領域における局所画像を表示することができる。

【0143】すなわち、局所画像表示手段84は、画像表示手段10の第2のCRTに備えられたマウスにより指定された、原画像P⁻上のある位置の候補領域における局所画像の出力要求を、その位置データとともに受信し、受信した出力要求に対応する位置における候補領域の強調画像データを、各強調画像データとともに記憶されている位置データを参照して強調画像メモリ82から呼び出し、画像表示手段10に出力して第2のCRTの画面上に表示する。例えば第2のCRTの画面上には、図19に示すように、候補領域検出手段50により検出された候補領域P₃₀⁻を矩形枠M₃₀によって明示した画像とともに、候補領域P₃₀⁻とその近傍領域P₃₁からなる局所画像データに対して拡大処理を施した強調画像データに基づくROI画像Wを表示する。

【0144】なお、本実施の形態において、上記第2の実施の形態に示したような特徴量算出手段60および判定手段70をさらに備え、判定結果を第2のCRTの画面上に表示してもよい。

【0145】また、上記各実施の形態においては、悪性度を表す指標値としてアイリスフィルタ出力値を利用する例を示したが、この他にも、上記第2の実施の形態において算出された特徴量やゆう度比の値、また、悪性陰影や良性陰影からのマハラノビス距離等を悪性度または良性度を表す指標値として用いることができる。すなわち、上記の特徴量、ゆう度比、マハラノビス距離等の値は、その値により悪性度合い或いは良性度合いを評価し得る値であるから、各値または各値に基づく値を、悪性度または良性度を表す指標値として利用することができる。

【0146】例えば、マハラノビス距離を用いる場合には、悪性度を表す指標値を悪性陰影からのマハラノビス距離の逆数とし、良性度を表す指標値を良性陰影からのマハラノビス距離の逆数と定義する。この場合、ある候補領域に対する悪性陰影からのマハラノビス距離(D_{m2})は、候補領域が悪性陰影である場合には低い値を示し、非悪性陰影である場合にはばらつくか高い値を示すため、悪性度を表す指標値(1/D_{m2})は、候補領域が悪性である可能性が高いほど高い値として算出される。同様に、ある候補領域に対する良性陰影からのマハラノビス距離は、候補領域が良性陰影である場合には低い値

を示し、非良性陰影である場合にはばらつくか高い値を示すため、良性度を表す指標値は、候補領域が良性である可能性が高いほど高い値として算出される。なお、良性陰影からのマハラノビス距離は、悪性陰影からのマハラノビス距離を算出するのと同様に、予め実験的に得られている良性陰影を示すパターンクラスからの距離として上記式(28)により算出することができる。また、候補領域以外の領域の悪性度または良性度を表す指標値は0とする。

【0147】他の値も同様に、その値が有する悪性度または良性度にあわせて、悪性度または良性度を表す指標値として利用することが可能である。なお、指標値としては、例示したマハラノビス距離のように悪性度または良性度が容易に分かるような値に変換した値を利用することが好ましいが、算出されたそのままの値を利用してもよい。

【0148】また、悪性度を表す指標値と良性度を表す指標値を両方算出して表示する場合には、両指標値を同時に表示したり、順次表示するなど、種々の形態が可能である。

【0149】また、上記各実施の形態においては、異常陰影として腫瘍陰影を検出する例を示したが、腫瘍陰影に限らず、モフォロジーフィルタによる微小石灰化陰影候補を検出する処理等、異常陰影を検出する種々の方法に適用することができる。例えば、異常陰影として微小石灰化陰影を検出する場合には、原画像に対してモフォロジーフィルタ処理を施すことによって石灰化陰影を抽出した画像(原画像からオープニング画像を引いた差分画像)の各画素の信号値や、各画素における石灰化の密度を示す値を悪性度を表す指標値として利用することができる。

【0150】なお、指標値は、悪性度または良性度を表す値であれば上記以外にも種々利用可能である。

【0151】また、表示の形態は、各指標値をそのまま数値として表示する形態に限るものではなく、例えばスケールを利用して矢印で該当する値を指し示したり、悪性度または良性度に比例する画像信号値を有する画像に変換して表示する形態など種々可能である。また、画面上の表示位置等も上記の形態に限るものではないし、表示する指標値も1種に限らず2種以上の指標値を一度にまたは切り替えて表示してもよい。

【0152】さらに、画像表示手段10の構成も上記の構成に限るものではなく、上記第1および第2のCRTの表示内容も、上記のように第1のCRTに原画像および指標値を表示し、第2のCRTに候補領域および判定結果や局所領域を表示する形態に限るものではなく、種々組み合わせが可能であるし、3台以上のCRT等を備えてもよい。また、上記各実施の形態においては、位置指示手段としてマウスを利用した例を示したが、タッチスクリーンやライトペンなど、マウス以外にも表示画面上

の所定の位置に対して指示することが可能なものであれば種々利用可能である。

【0153】なお、候補領域を明示する形態は、上記のような矩形枠の他、矢印、円形や楕円形枠等種々可能である。

【0154】また、原画像P'の表示態様は、左右1組の乳房を背中合わせに同時に表示したものに限らず、左右1つづつを交互に表示するようにしてもよい。

【0155】また、候補領域が所望の異常陰影であるかを判定する方法は上記の方法に限るものではなく、利用する特徴量も上記の9種類以外にも種々利用可能である。

【0156】また、同時生成行列を作成する際にj点をi点が存在する放射状の線に対して垂直で、かつi点から2画素分だけ離間した点と定義したが(図14参照)、放射状の線との交差角度、i点からの離間画素等については検出対象である腫瘍陰影の大きさ等に応じて適宜変更できるものである。

【0157】なお、本発明は乳房CADに限られるものではなく、胸部CAD等に対しても利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態による異常陰影候補検出処理システムの構成図

【図2】アイリスフィルタ処理の作用を示す図

【図3】注目画素jを中心とした縦5画素×横5画素の大きさのマスクを表す図

【図4】注目画素と各画素jにおける勾配ベクトルとがなす角を説明する図

【図5】輪郭形状が適応的に変化するように設定されたアイリスフィルタを示す概念図

【図6】モフォロジーフィルタの基本作用を示す図

【図7】直線状の4つの構造要素Bを示す図

【図8】図1に示した実施形態における画像表示手段を示す図

【図9】その実施形態におけるCRTに出力される情報を示す図

【図10】本発明の第2の実施形態による異常陰影候補検出処理システムの構成図

【図11】候補領域の面積Aと同等の面積を有する仮想円を示す図

【図12】IFED画像が形成される作用を示す図

【図13】IFED画像を示す概念図

【図14】IFED画像に基づいて同時生成行列を作成する作用を示す図

【図15】同時生成行列を示す図

【図16】マハラノビス距離による判定法の作用を示す図

【図17】図10に示した実施形態における第2のCRTに出力される情報を示す図

【図18】本発明の第3の実施形態による異常陰影候補

検出処理システムの構成図

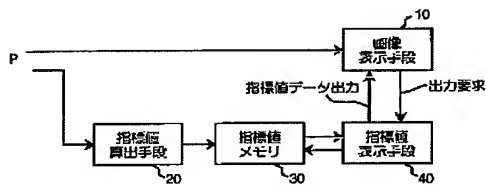
【図19】その実施形態における第2のCRTに出力される情報を示す図

【符号の説明】

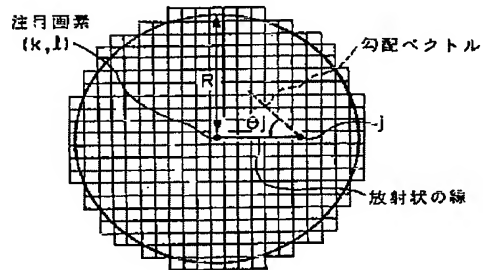
10 画像表示手段
10a CRT
10b マウス
10b' ポインタ
10c キーボード
k 指標値表示画面

20 指標値算出手段
30 指標値メモリ
40 指標値表示手段
50 候補領域検出手段
60 特徴量算出手段
70 判定手段
80 局所領域抽出手段
81 局所画像強調手段
82 強調画像メモリ
83 局所画像表示手段

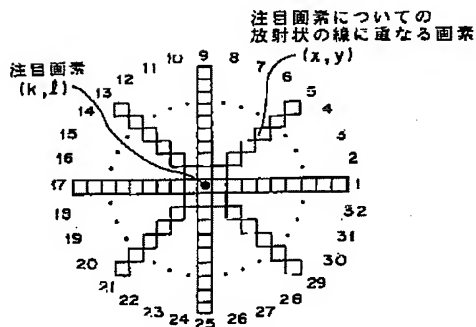
【図1】



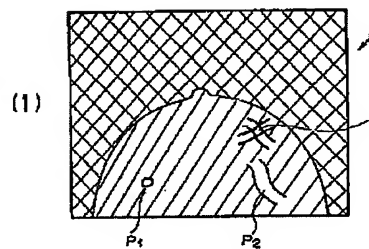
【図4】



【図5】



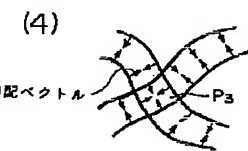
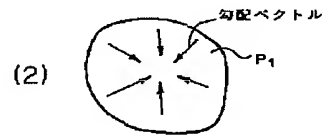
【図2】



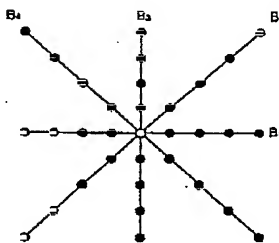
【図3】

f_7	f_8	f_5	f_4	f_3
f_6				f_2
f_9		図系		f_1
f_{10}				f_{16}
f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}

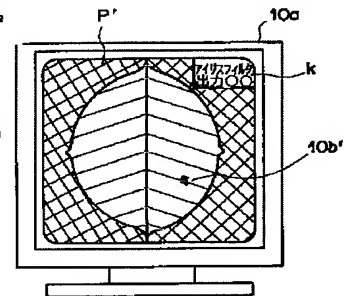
【図11】



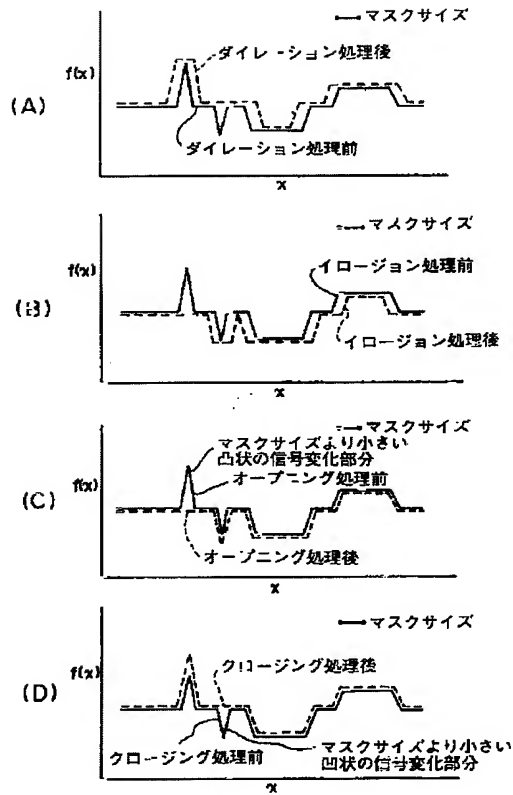
【図7】



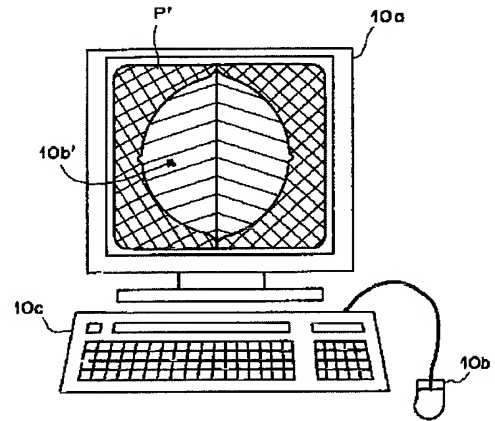
【図9】



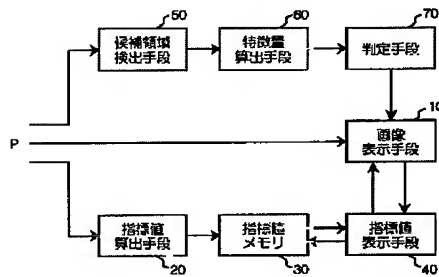
【図6】



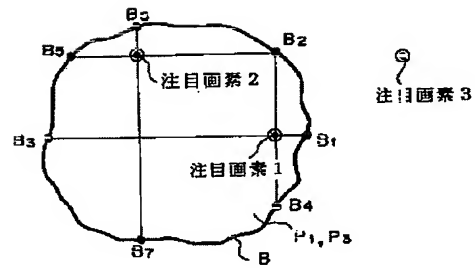
【図8】



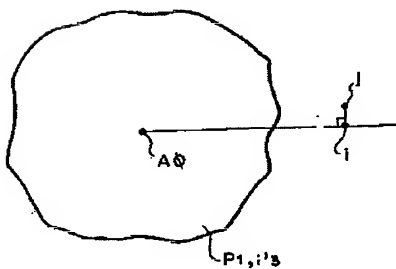
【図10】



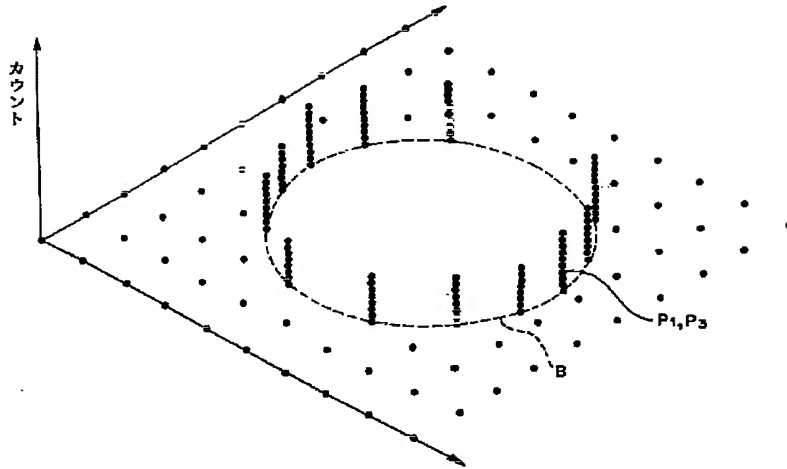
【図12】



【図14】



【図13】

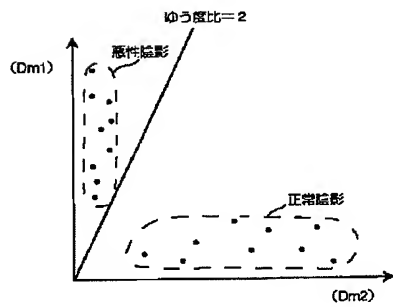


【図15】

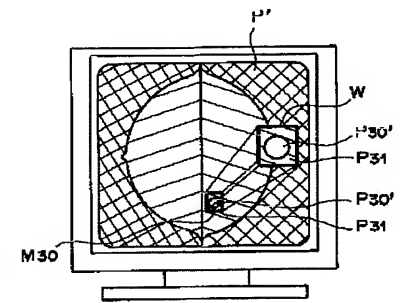
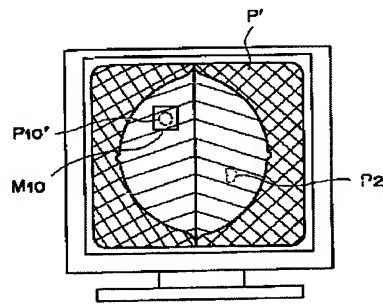
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	1										
1		1									
2											
3											
4											
5					2						
6											
7											
8											
9											
10											

【図19】

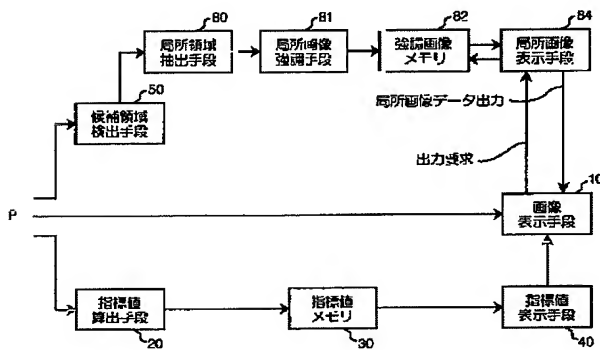
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C093 AA01 AA26 CA21 DA06 FD05
FF07 FF17 FF18 FF28 FG16
FH07
5B057 AA08 BA03 CA02 CA08 CA12
CA16 CB02 CB08 CB12 CB16
CC01 CE03 CE05 CE06 CH09
DA08 DA16 DB02 DB05 DB09
DC22
5L096 AA03 AA06 BA06 EA06 EA07
FA14 GA17 GA55